

Die gelenkige Verankerung von
partiellen Prothesen

von

JERZY JURANDOWSKI

1956 №34

Aus der prothetischen Abteilung (Leiter: Prof. Dr. H. Paschke)
der Universitätsklinik Erlangen
für Zahn- Mund- und Kieferkrankheiten
Vorstand: Prof. Dr. K. P e t e r

Die gelenkige Verankerung von partiellen Prothesen.

Inaugural - Dissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde
der
Zahnheilkunde
der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Friedrich-Alexander-Universität
zu
Erlangen

Vorgelegt von
Jerzy Jurandowski
aus Gostyn/Polen

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen.



Dekan: Professor Dr. C. K o r t h

1. Referent: Professor Dr. H. P a s c h k e

2. Referent: Professor Dr. K. P e t e r

Tag der mündlichen Prüfung: 5.4.1956

Inhaltsverzeichnis.

	Seite
Einführung.....	4
Hauptteil:	
1. Klammerverankerung / gelenkige Klammer.....	5
2. Geschiebe.....	6
3. Gelenkkonstruktionen.....	10
4. Indikation der Gelenke und Geschiebe und kritische Betrachtungen.....	24
Zusammenfassung.....	33
Literaturverzeichnis.....	36
Anhang.....	40

Bis in die letzten 3 Jahrzehnte sah man hauptsächlich die Aufgabe der partiellen Prothese darin, die verlorengegangenen Zähne in funktioneller und kosmetischer Beziehung zu ersetzen. Die Prothese sollte dem Kauen und der Aussprache dienen und den ästhetischen Defekt decken. Seitdem man aber die prothetischen Maßnahmen nicht nur als technische Angelegenheit, sondern auch als Teil der klinisch-ärztlichen Behandlung erkannte, wurde der partiellen Prothese besondere Aufmerksamkeit zuteil. Die Aufgabe des Prothetikers ist damit bedeutend schwieriger geworden. Es geht nicht mehr um die Herstellung eines Zahnersatzes, sondern vielmehr um die Therapie des Lückengebisses. Die Prothese, ein Fremdkörper, soll sich im biologischen Sinne in den verbleibenden Zahnbestand einfügen: den möglichst hohen kaufunktionellen Wert erreichen und doch das Restgebiß zu schonen.

Die partiellen Prothesen unterscheiden sich voneinander nach der Art und Weise, wie der Kaudruck aufgenommen wird. Er wird meist auf die Schleimhaut und durch sie auf den Kieferknochen, aber auch zum Teil auf Zähne und Zahnwurzeln und von dort über das Periodontium auf den Kieferknochen übertragen.

Beim einfachen Plattenersatz wird der Kaudruck von der Schleimhaut und dem darunter liegenden Knochen aufgenommen, er wird also gingival getragen.

Werden die vorhandenen Zähne oder Wurzeln zwecks Verminderung der Druckbelastung der Schleimhaut und zur Erhöhung des Nutzeffektes als tragendes Element mit einbezogen, so wird die Prothese als "gestützte Prothese" bezeichnet.

Diejenigen Teile, welche den auf die Prothese entfallenden Kaudruck auf die Pfeilerzähne bzw. das Restgebiß teilweise übertragen, werden Anker der gestützten Prothese genannt. Der Anker dient auch dazu, den Prothesenkörper an den Zähnen des Restgebisses zu befestigen. Bei den Ankern unterscheidet man unbewegliche oder starre und bewegliche. Die bewegliche Verankerung teilt man noch in elastische und gelenkige. Der Grad der Verbindung der beiden Systeme Prothese - Restgebiß, bezüglich der das Restgebiß treffenden Kräfte, ist gekennzeichnet durch eine absteigende Linie: Starre Verankerung - halbstarre Verankerung - elastische Verankerung - gelenkige Verankerung (Wild).

1.) Klammerverankerung / gelenkige Klammer.

Die gewöhnlich gebogene Drahtklammer wird zu den halbstarren Verankerungen gerechnet. Je nach Stärke, Konstruktion und Elastizität liegen diese halbstarren Anker bald den starren, bald den elastischen näher. Die elastische Verankerung wird mit Hilfe von verschiedenartig geformten elastischen Klammern ausgeführt. Durch die den Klammern innewohnende Elastizität wird nur ein Teil des Kaudrucks auf die Ankerzähne übertragen, der andere wird durch die Spannung der Klammer verbraucht. Bei beiderseitig begrenzten Lücken verwendet man mit Vorteil elastische Klammern mit einem starren Kauflächenaufleger. Durch diese wird durch die Spannung der vertikale Kaudruck auf die Zähne übertragen, der transversale wird durch die Spannung der Klammer zum Teil abgebremst. Die Übertragung der Bewegung auf die Zähne erfolgt dabei nicht im vollen Maße.

Bei ein oder beiderseitig verkürzter Zahnreihe, derzufolge die Prothese auf der oder den entsprechenden Seiten einen Freundsattel haben muß, ist die Verwendung von Kauflächenauflägern auch nur mit federnden Klammerappendices zu denken. Dadurch werden die Kippungen des oder der Sättel nicht in vollem Umfange den Ankerzähnen zuteil.

Oft wird aber hier der nach distal verkürzter Zahnreihe der Kauflächenaufleger weggelassen, und die elastische Klammer dient lediglich zur Befestigung der Prothese an dem Restgebiß. Dadurch nähert sich die elastische Klammer hinsichtlich der Schonung der Pfeilerzähne dem Werte einer gelenkigen Verankerung.

Sind die gewöhnlichen Klammern bei Freundprothesen angewendet, so treten häufig Lockerungen der Pfeilerzähne in Erscheinung. Um der Schädigung der Pfeilerzähne vorzubeugen, hat man fortlaufende Klammern und Schienen als Verankerungsmittel gebaut. Sie fassen einen Teil oder ganzes Restgebiß zusammen. So wird die Kaukraft, über Freundsattel der Prothese angreifend, auf mehrere Zähne verteilt. Diese Lösung ist aber nicht in allen Fällen zufriedenstellend. Besteht das Restgebiß nur aus wenigen Zähnen oder sind verbliebene Zähne schon geschwächt, so kann man den Zähnen nicht die volle Belastung auflegen.

Die Zwischenschaltung eines federnden Appendix oder Federstiels zwischen Klammer und Freundsattel bedeutete einen großen

Schritt vorwärts. Beim Studium des Schrifttums stößt man hier auf die mannigfaltigsten und kompliziertesten Konstruktionen. Man versuchte mit Schlingen und Federn die stoßartig auftretenden Kräfte abzufedern (Stoßbrecher). Diese Konstruktionen erfreuen sich besonders in Amerika größter Beliebtheit und werden unter anderem durch Kennedy propagiert.

Schwierigkeiten jedoch bei der Berechnung der im Einzelfall notwendigen Federkraft können oft das Restgebiß schädigen. Die Klammern sind auch nicht verbesserungsfähig und ihre Präzision scheitert oft an den ungünstigen Formen der natürlichen Zahnflächen und an der ungenügenden Parallelität der Ankerzähne.

In einer kritischen Beurteilung von Beat Müller werden die Klammern als Verankerungsmittel der partiellen Prothese gänzlich abgelehnt. Die starren Klammern, wie B. Müller angibt, sind zu wenig starr, wenn sie der Kippschonung dienen könnten. Elastische Klammern wieder sollten der beweglichen Verankerungsmethode wenig entsprechen. Sie sind in der Ruhelage zu beweglich oder zu Kauarbeit zu fest. Die Lösung wäre in einer gelenkigen Verbindung der Prothese mit dem Restgebiß zu finden.

2.) Geschiebe.

Man versuchte schon vor Jahrzehnten die Verankerung einer partiellen Prothese auf andere Weise zu bewerkstelligen. So entstanden Geschiebe und Gelenke. Die Geschiebekonstruktionen weisen mannigfaltige Variationen auf, sodaß man einen flüssigen Übergang zu den Gelenken findet. Das wesentliche Merkmal der Geschiebekonstruktionen ist die Beweglichkeit und die günstige Kaudruckverteilung.

Im Gegensatz zu den anderen starren Verankerungen ermöglicht das Geschiebe, das ein Verbindungsstück zwischen Prothese und Stützpfeiler darstellt, eine Nachgiebigkeit der Prothese (aber nur in einer Richtung) gegen Kautenwirkungen. Unter dem Geschiebe kann man auch eine Vorrichtung verstehen, die zur beweglichen Verankerung von Brücken und Teilplattenersatz dient und aus einem Schieber oder Patrizi und einer Scheide oder Matrize besteht. Ein Teil des Geschiebes wird fest mit dem Ankerzahn verbunden, der andere dient als Gleitvorrichtung. Die Geschiebe, die nur die Bewegungsfreiheit, die vertikale Translation, zulassen, sind

starre Verankerungselemente anzusehen. Sie übertragen die Kipp- und Drehmomente vollständig auf die Ankerzähne.

Die Entwicklung der starren Geschiebe, die in Amerika um die Jahrhundertwende ihren Anfang nahm, hat ihren Höhepunkt in den zwanziger Jahren erreicht. Die Konstruktionen sind sich im Prinzip gleich und sind mit den Namen Chayes, Gollobin, Brown, Mac Collum, Stern, Sörensen, Yurikian und Ash verbunden.

Eine Abwandlung der genannten starren Geschiebe stellen die kombinierten Geschiebe dar, die außer der vertikalen Gleitverschiebung auch beschränkte gelenkige Bewegungen ausführen können. Es wäre hier besonders auf die Kraftbrecher hinzuweisen. Durch diese Konstruktionen versuchte man die Übertragung von Kippbewegungen auf die Ankerzähne zu verhindern. Die Kraftbrecher werden bei größeren Zahnücken sowie auch bei Freiidprothesen angewandt und können mit starren Geschieben oder Klammern verbunden werden.

Der Kraftbrecher nach Kayle gestattet in beschränktem Maße Bewegungen in vertikaler und sagittaler Richtung. Der Kerr'sche Kraftbrecher trägt der vertikalen Translation Rechnung und läßt eine Kippbewegung im distalen Teil des Sattels (bei Freiidprothesen) zu. Der Kraftbrecher nach Dresch besitzt die außer der vertikalen Translation als wichtigste Eigenschaft die Schanierbewegung, wodurch das Kippmoment ausgeschaltet wird. Das Dresch-Geschiebe findet besonders bei Kennedy eine gute Beurteilung. Der Gottlieb'sche Druckbrecher besitzt dank eines in der Richtung des Alveolarfortsatzes verlaufenden Metallrahmens, in dem ein quer sitzendes Metallstäbchen eingeschoben ist, einen großen Spielraum für vertikale und horizontale Translation und Kippbewegungen.

Einer besonderen Betrachtung würdig sind die Kalottengelenke, die an den Wurzeln der Zähne angebracht werden. Die Dreh- und Kippmomente werden dabei ausgeschaltet, da die Gelenke eine Drehung um die vertikale Achse zulassen. Der vertikale Kaudruck wird dagegen voll auf die Zahnwurzel übertragen, jedoch mit dem Vorteil, daß der Druck genau in der Zahnachse aufgenommen wird. Das Kalottengelenk wird zwischen der Wurzel und der künstlichen Zahnkrone untergebracht, was es von außen unsichtbar macht. Als Beispiel wäre hier das Rumpel'sche Kalottengelenk zu beschreiben.

Das Gelenk besteht aus einer Wurzelkappe, die in der Mitte eine Mulde besitzt, in welcher sich eine an dem Wurzelstift angelötete Kugel befindet. Die Kronenbasis trägt eine kappenförmige Feder, welche die Kugel in Art eines Druckknopfes umgreift. Dem Kalottengelenk ist das Teleskopgelenk nah verwandt. Es ist auch an das Vorhandensein einer Zahnwurzel gebunden und unter der Krone untergebracht.

Durch die Wurzelstifte versuchte man ebenfalls die Übertragung von Drehbewegungen auszuschalten. Es wurden hier in die ausgeschachteten Wurzelkanäle Hülsen eingebaut, in die ein mit künstlicher Krone festverbundener Stift leicht klemmte. Obwohl diese Art Verankerung in kosmetischer Hinsicht im Frontzahngebiet sehr gute Resultate erzielte, hat die Technik der Konstruktion nicht voll befriedigt. Waren die Stifte im Durchmesser schwach, so war die Bruchgefahr groß; waren sie genügend stark, so mußte der Wurzelkanal so breit ausgeschachtet werden, daß er weder eine Perforation drohte, oder die Wurzel zu sehr geschwächt wurde. Die Wurzelstift-Konstruktionen sind mit den Namen Müller, Pessio, Dill verknüpft.

Eine ganz andere Art Verankerung bilden die Gilmore-Reiter. Sie setzen eine gradlinige Stegversteifung der Stützzähne voraus. Die Stegverbindung kann mittels eines Drahtes mit rundem Querschnitt geschehen, der an die Kronen der Stützzähne angelötet wird und dicht über dem Kieferkamm verläuft. Über die Stege greifen genau angepaßte halboffene Kanülen, die Reiter. Die Reiter sind in der Prothesenbasis federnd eingelassen. Wichtig ist es, daß sie einen etwa 0,5 mm großen Zwischenraum in der Prothese haben, um eine Möglichkeit zum Auffedern zu haben. Die Reiter sollen möglichst in der Nähe der Stützpfeiler den Steg übergreifen, um einer Hebelwirkung vorzubeugen. Der Gilmore-Reiter fängt die Übertragung der Drehmomente um die sagittale Achse auf und wirkt auch den Kippbewegungen des Ersatzes entgegen.

Bewegungsfreiheit nach mehreren Richtungen wird durch das Kugel- und Scheibengeschiebe von Roach erreicht. Das Kugelgeschiebe setzt sich aus einer am Ersatzstück befestigten Kanüle und einer Kugel, die mit ihrem Stiel an eine Krone oder Inlayfüllung des Stützzahnes angelötet wird, zusammen. Die Kanüle ist auf der dem Pfeiler zugekehrten Seite geschlitzt, senkrecht zum Kieferkamm und parallel zur anderen Kanüle gerichtet, um das

Herausnehmen des Ersatzstückes und das Spiel des Gelenkes zu ermöglichen. Außer der Hauptbewegung, der vertikalen Translation, führt das Gelenk Drehbewegungen aus und verhindert so deren Übertragung auf den Stützpfeiler. Da das Kugelgeschiebe nicht in der Längsachse des Stützzahnes, sondern als sogenanntes Außengeschiebe anzubringen ist, wirkt es als ein Hebelarm, der die auf ihn entfallende Kräfte auf den Pfeiler überträgt. Das Scheibengeschiebe von Roach beansprucht weniger Raum und liegt der Zahnachse näher. Einem an dem Pfeiler befestigten Flachknopf wird eine breite S-förmig gebogene Feder angehängt. Dadurch wird erreicht, daß der vertikale Kaudruck der Schleimhaut übertragen wird und die kippenden Kräfte der Pfeiler nur in geringem Maße erreichen.

Eine andere Art Verankerung, die weder als Geschiebe noch als Gelenk zu bezeichnen wäre, wurde in den zwanziger Jahren von Beat Müller herausgebracht. Er hat eine gleitende Aufhängung zwischen den Fixationselementen des Gebisses und dem Prothesenteil in Gestalt einer "Bügelrast" verwendet. Später wurde dieses Prinzip durch Einschalten einer Feder zu einem Resilienzgelenk umgebaut.

Die Frage, wie man die Klammer beweglich gestalten könnte, führte zu verschiedenen, meist aber unbefriedigenden Lösungen. Als erste bewegliche Klammer wird in der Literatur die Klammer von Evans genannt. Sie wurde im Jahre 1865 in Paris angefertigt. Brauchbare, bewegliche Geschiebeklammern hat erst Essig 1903 gebaut. Eine Art dieser Klammern gestattete Rotationsbewegungen um die sagittale, die andere Klammer um die vertikale Achse. Die Klammern haben sich aber nicht lange bewährt. Die Präzision der komplizierten Konstruktionen deren Teile in damaliger Zeit jeweils dem einzelnen Fall angepaßt hergestellt sein mußten, war schwer in breiterer Praxis beizubehalten - als Folge trat die Lockerung der Klammerzähne in Erscheinung. Auch Jackson stellte eine ähnliche Geschiebeklammer her.

Eine gute gelenkige Klammerkonstruktion hat Bock im Jahre 1937 veröffentlicht. Bock nahm den Gedanken Rumpels auf, der ein Kardangelenk mit zwei senkrecht zueinander stehenden Achsen als eine ideale Lösung der Verankerung für Freundprothesen ansah. Die Bock'sche "lose Klammer" besitzt eine kardanähnliche Aufhängung. Das Gelenk besteht aus zwei Teilen, einer Kappe und einem

Stift. Die Kappe schließt mit einer Eindellung den Stift ein. seinerseits eine tiefe und breite Kerbe aufweist, die ihm trotz seiner Einsperrung die vertikale Bewegung und in gewissen Grenzen eine Kippung auszuführen gestattet. Der Stift wird an die Klammer angelötet und die Kappe durch einen Appendix in der Prothesenbasis verankert. Die Klammer macht fast keine Bewegung Prothese mit. Sie dient lediglich zum Halten der Prothese. Die Kaukräfte werden vollständig durch die Schleimhaut aufgenommen und die Beteiligung der Ankerzähne ist auf ein Mindestmaß beschränkt. Das Gelenk muß nicht unbedingt mit Klammern verbunden werden, es kann auch in Verbindung mit starren Geschieben gebracht werden. Wie angegeben wird, hat das Kardangelenk nach Bock trotz seines zierlichen Aufbaues die ihm gestellte Aufgabe, den Schutz der Restzähne, zufriedenstellend erfüllt. Die Lenkkonstruktion nach Bock ging um Jahre jenen Konstruktionen der Resilienzgelenke voraus, die in den ersten Nachkriegsjahren in der Schweiz entwickelt wurden.

3.) Gelenkkonstruktionen.

Das einfachste bewährte Resilienzgelenk wurde von Fischer konstruiert. Es ist ein Scharniergelenk, das zwischen Anker und Sattelteil als Verbindungsstück verwendet wird. Der Bau des Gelenkes stützt sich auf eine vor Jahren von Gottlieb angegebene Konstruktion. Das Scharniergelenk nach Gottlieb hat den Nachteil, daß es nach der Herstellung der Prothese in sich nicht mehr trennbar war. Dagegen gestattet das Fischergelenk auch nach Herstellung des Ersatzstückes die Trennung in Ankerteil und Sattelteil.

Das Fischergelenk setzt sich aus vier Teilen zusammen, aus zwei Angeln, aus einer Kanüle und einem Bolzen, der alle Teile zu einem Scharniergelenk verbindet. Die Kanüle wird quer zur Sattelachse am Ankerteil verlötet und danach beiderseits mit den Angeln durch den Bolzen verbunden. Den Angeln sind zwei Drähte angelötet, die in den Sattelteil einpolymerisiert werden. Die beiden Drähte bilden mit ihren dem Ankerteil zugekehrten Enden die Kippmeider für das Gelenk, sodaß die Scharnierbewegung nur in Richtung auf den Alveolarkamm zu möglich ist. An der Verbindungsstelle ist jede vertikale Translation unmöglich, es findet

auch keine Verschiebungen in sagittaler und transversaler Richtung und auch keine Rotationen statt. Die Schubkräfte aber werden auf die Restzähne direkt proportional der Länge des Sattels voll übertragen. Je näher der Kraftangriffspunkt am Gelenk liegt, desto mehr werden die vertikalen Kaudruckkräfte auf die Restzähne übertragen. Je weiter der Angriffspunkt von dem Gelenk wegliegt, desto weniger werden die vertikalen Kräfte auf das Gebiß übertragen. Nach den Messungen von Kantorowicz wird beim Angriffspunkt in der Mitte des Sattels $\frac{3}{4}$ der Druckkräfte auf die Schleimhaut und nur $\frac{1}{4}$ auf die Restzähne übertragen. Im mesialen Drittelpunkt des Sattels wird der Kaudruck gleichmäßig auf die Gingiva und auf das Restgebiß übergeleitet. Bei Belastung im distalen Drittelpunkt des Sattels wird der Kaudruck vollständig durch die Gingiva getragen. Diese Tatsachen müssen bei der Planung des Freiendsattels berücksichtigt werden. Für den Kauprozeß ist der mesiale Teil des Sattels wichtiger, er soll die Kauflächen aufnehmen, während der distale Teil mit großer Ausdehnung als Entlastungsteil dienen soll. Bei der Beurteilung des Gelenkes muß festgestellt werden, daß die Schleimhaut des Alveolarkammes durch die Scharnierbewegung des Sattels eine nach distal zunehmende keilförmige Kompression erfährt. Erst müssen an Schleimhaut und Kieferknochen Umbauvorgänge vor sich gehen, ehe der Patient harte Nahrung schmerzfrei kauen kann.

Die Scharniergelenke brauchen nach Angaben von Fischer und A. Biaggi bei einseitiger und doppelseitiger Verwendung keine Gaumen- oder Zungenbügel zur Versteifung. Baer dagegen fordert, auf Grund seiner Erfahrung mit dem Fischergelenk, daß die Kunstzahnsättel, die mit den Scharnieren an der Schiene befestigt sind, unbedingt durch einen Transversalbügel unter sich verbunden werden müssen. Wird der Einbau dieses Bügels unterlassen, so ist die Stabilität, besonders durch die Rotationen am distalen Sattelende um eine vertikale Achse im Scharnier ungenügend. Die wichtigste Voraussetzung bei der Indikationsstellung vom Fischergelenk ist das Vorhandensein eines gesunden Restgebisses bzw. kräftiger Ankerzähne, die im Durchschnitt 50 %igen Kaudruck durch den Prothesensattel ohne Schädigung aufzunehmen in der Lage sein sollen. Der bedeutendste Vorteil, den ein Scharniergelenk bietet, ist ein völliger Schutz des distalen Gingivalrandes. Wenn man über Scharniergelenke spricht, so muß man auch

noch das Scharniergelenk von Conod nennen. Das Prinzip ist gleich dem des Fischergelenkes.

Sehr einfach konstruiert und dennoch mit vielen Vorteilen ausgestattet ist das Frey-Gelenk. Im äußeren Aufbau sieht es einem Geschiebe mit mehreren Freiheitsgraden ähnlich. Es setzt sich aus einer an den Kraftbrecher nach Kerr erinnernden U-förmigen Matrize, einer T-förmigen Patrize und einem 1 mm starken U-förmig gebogenen Verbindungsstift zusammen. Im Gegensatz zu allen anderen Gelenken hat das Frey-Gelenk den Vorteil, daß es im Einstückgußverfahren gleichzeitig mit dem Schienenteil hergestellt werden kann. Außer Edelmetallen können auch Edelstahlgußlegierungen verwendet werden. Die Matrize und Patrize werden in Kunstharzmodellen geliefert. Die Patrize wird dem Ankerteil noch im Wachstmodell angeheftet und zusammen mit ihm gegossen. Die Matrize kann im gleichen Guß, mit einem Retentionsappendix versehen, an einem gesonderten Gußstift gegossen werden. Die Kunstharzmodelle werden im Vorwärmeofen so wie das Wachs der Ankerteilmodellierung rückstandslos verbrannt. Nach der Fertigstellung der Prothese wird das Gelenk durch den Verbindungsstift zur Funktion vereinigt. Während in der Matrize eine 1 mm große runde Öffnung zur Aufnahme des Bolzens gebohrt ist, ist in der Patrize ein senkrechter ovaler Schlitz geschaffen, der dem Gelenk eine Bewegungsfreiheit gestattet, die senkrechte Translation. Die Patrize und teilweise auch die Matrize müssen entsprechend eingeschliffen werden, um dem Gelenk Freiheiten zu Kippbewegungen nach distal und zur Rotation um die Längsachse zu geben. Das Gelenk darf aber kein Schlottergelenk werden, deshalb müssen die Einschleifungen genauestens vorgenommen und im Munde des Patienten kontrolliert werden.

Die Frey-Gelenke benötigen unbedingt eine Lingual- oder Patatinalbügelversteifung. Bei einseitigen Freiidprothesen dient ein Gelenk zur Verbindung mit dem Ankerteil, während ein Balancegelenk am gegenüberliegenden Ende des Bügels, der als Auslegearm des Sattels fungiert, dessen Beweglichkeit aufrecht erhält. Das Balancegelenk hat also die Aufgabe zu verhindern, daß die Bewegungen des Sattels nicht eingeschränkt werden und das Restgebiß durch die Übertragung der Sattelbewegungen nicht geschädigt wird. Das Frey-Gelenk kann sehr klein gestaltet werden und ohne Mühe unter einen Kunstharzzahn gelegt werden.

Zum gleichen Typ wie das Frey-Gelenk gehört das Gelenk nach Steiger. Der Konstrukteur hat es Axial-Rotationsgelenk genannt, weil es der Resilienz der Schleimhaut entsprechend eine vertikale Translation (axial) und eine Rotation um die Längsachse des Sattels sowie eine Kippbewegung nach distal erlaubt.

Dieses Gelenk besteht aus einem flachen Röhrchen, der Matrize, einem flachen Stäbchen, der Patrizi, und einer Schraube. Die Matrize besitzt einen ovalen 1 mm breiten und 2 mm langen einseitigen Ausschnitt, die Patrizi dagegen in der Mitte der Flachseite ein Bohrloch mit Gewinde zur Aufnahme des Schraubchens. Beim Zusammensetzen des Gelenkes wird der Flachstab in das Röhrchen eingeschoben. Die Schraube wird durch den Ausschnitt der Matrize hindurch in die Patrizi so verschraubt, daß der Schraubenkopf als Führungselement für die gleitende, senkrechte Bewegung des Gelenkes dient. Bei Fertigstellung der Prothese wird das Rohr mit dem Ankerteil der Prothese verlötet. Der Flachstab wird an seinem unteren Ende, mit einem Appendix versehen, im Sattelteil verankert. Das Gelenk ist wegen seines kleinen Ausmaßes in der fertiggestellten Prothese im Approximalraum auf der fertiggestellten palatinalen oder lingualen Seite zwischen Ankerzahn und Kunstzahn leicht anzubringen. Um ihm die nötigen Rotationen zu ermöglichen, sind wie beim Frey-Gelenk Einschleifungen notwendig. Sie werden nur an dem Flachstab der Patrizi vorgenommen, nach individuell jeweiligen Erfordernissen angepaßt. Sorgfältige und genaue Arbeit ist Vorbedingung, da bei einem so kleinen Gelenk sich die gewünschten Freiheiten leicht in Schlotterbewegungen umwandeln können. Der distale Anteil der Schmalseite cervikal von der Schraube und auch der mesiale Anteil der Schmalseite der Patrizi kauflächenwärts von der Schraube sollen unter keinen Umständen beschliffen werden. Diese Flächen dienen als Kippmeideranschlag, der das Abheben des Sattels von der Schleimhaut verhindert. Nach Steigers Ausführungen sollen die Einschleifungen des Gelenkes am Patienten kontrolliert und nicht in einer Sitzung zu Ende geführt werden. Es empfiehlt sich, die Prothese einige Tage nach den ersten Einschleifungen tragen zu lassen und danach erst die endgültige Fertigstellung durchzuführen. Die störenden Stellen, die sich als blanke Schlifflächen an der Patrizi abzeichnen, werden dann vorsichtig entfernt.

Wie bei einseitigen, so auch bei doppelseitigen Freidendprothesen, sind die kontralateralen Bügelversteifungen bei Verwendung von Steigers Ax-Ro-Gelenken unerläßlich. Bei einseitigen Freidendprothesen wird bei genanntem Resilienzgelenk auch ein Balancegelenk benötigt. Bei doppelseitigen Freidendprothesen werden die Sattelteile durch je ein Ax-Ro-Gelenk mit dem Anker verbunden. In der Analyse der Bewegungen ist bei diesem Gelenk die senkrechte Translation die Hauptbewegung. Der Sattelteil kann Kippbewegungen nach distal und Rotationen um die Längsachse ausführen, die sagittale und transversale Translation ist jedoch beim Ax-Ro-Gelenk unmöglich. Deshalb werden die horizontalen Schubkräfte ungebremst auf das Restgebiß übertragen.

Der große Vorteil des Ax-Ro-Gelenkes besteht darin, daß es nach Stand seines Schraubenkopfes im Matrizenfenster die Größe der Resorption der Alveolarkämme erkennen läßt. Dadurch kann rechtzeitig festgestellt werden, wann eine Unterfütterung der Prothese notwendig ist.

Ein Gelenk, das alle nötigen Bewegungsfreiheiten besitzt, ist das Gelenk der Firma Cendres et Meteaux SA in Biel, als Codinat oder CM-Gelenk bekannt.

Das Gelenk besteht aus 4 Teilen:

1. Konus
2. Kegel
3. Kegelschraube
4. Kegelmutter

Der Konus nimmt die anderen genannten Teile nach der Zusammensetzung in seinem Hohlraum als eine funktionelle Einheit auf und wird nach Anbringen einer Retention im Sattel der Prothese befestigt. Der Kegel wird mit dem Ankerteil verlötet. Das Gelenk wird in einer Fissur des ersten Kunstzahnes eingearbeitet, so daß die Kegelmutter von der Kaufläche aus und der Kopf der Kegelschraube von der Prothesenbasis zugänglich werden. Entsprechend der Kauflächenhöhe wird das Gelenk in drei Größen geliefert. Der Sattel kann nach der Fertigstellung der Prothese von dem Ankerteil getrennt werden, indem man die Kegelschraube entfernt. Diese Schraube hat außerdem die Aufgabe, das Spiel des Gelenkes der Resilienz der Schleimhaut anzupassen.

Um die Bewegungen des Gelenkes auszulösen, muß zuerst eine senkrechte Translation des Sattels durch den Kaudruck stattfinden.

den. Erst dann wird dem Kegel Spielraum für Rotationen und Translationen in transversaler und sagittaler Richtung gegeben. In der Ruhestellung des Gelenkes wird eine Kippbewegung des Sattels in seinem distalen Teil, von der Schleimhaut weg, blockiert. In der Ruhestellung ist auch eine Kippbewegung am distalen Ende nach der Schleimhaut zu unmöglich. Wie aber die praktischen Erfahrungen einiger Autoren (Biaggi-Elbrecht) zeigen, hat das Gelenk auch in der Ruhestellung ein leichtes Spiel, das kleine Bewegungen ermöglicht. So wird praktisch die Kippmeiderfunktion nicht voll erfüllt.

Bei Verwendung von Codinat-Gelenken kann man aus statischen Erwägungen heraus nicht auf die kontralateralen Bügelversteifungen verzichten. Bei einseitigen Freundprothesen die ein Codinat-Gelenk als Verbindungselement des Sattels mit dem Anker, ein zweites Codinat-Gelenk nach entsprechender Einstellung der Spielhöhe als ein Balancegelenk. Bei doppelseitigen Freundprothesen werden zwei Codinat-Gelenke verwendet.

Aus der Überlegung heraus, in besonderem Maße die empfindliche Gewebszone am Übergang vom Restgebiß in den zahnlosen Alveolarfortsatz zu entlasten, und einen Teil des Kaudrucks auf die Restzähne zu übertragen, ist das Beat-Müller-Gelenk entstanden.

Das Gelenk setzt sich aus drei Teilen zusammen, dem Vierkantrohr, dem Vierkanthaken und der Ringfeder. Das Vierkantrohr ist rechteckig, mit einer Einhakstelle für den Vierkanthaken versehen und in der schmalen Seite quer durchbohrt zur Aufnahme des Ringfederstiftes. Das Vierkantrohr wird mit der Rohrmündung direkt über den Kieferkamm senkrecht am Ankerteil der Prothese angelötet und bildet den festen, starren Gelenkteil. Der Vierkanthaken wird entweder im mesialen Ende des Friendsattels nach Anbringen eines Retentionsfortsatzes im Sattel befestigt, oder dem Stabilisierungsbügel des Sattels angelötet. Die Ringfeder ergänzt die beiden Gelenkteile zu einer funktionellen Einheit, indem man sie in die beiden Gelenkteile einschiebt. So wird der Vierkanthaken und mit ihm das mesiale Sattelende der Prothese federnd aufgehängt.

Durch die Feder wird die Drehbeweglichkeit des Vierkanthakens nur wenig beeinflusst, die Gleitbewegung desselben erfährt aber eine bedeutende Hemmung. Die marginale Zahnfleischpartie

wird unter dem mesialen Sattelteil vor schädigender Pressung geschützt. Die Aufgaben des BMB-Gelenkes sind dreifacher Art. Ein Teil des Kaudrucks soll aufgenommen und auf die Restzähne übertragen werden. Der Freundsattel soll auf seiner Unterlage in der Ruhestellung stabilisiert und beim Kauen gelenkt werden. Die Bewegungen des Sattels sind durch das exakte Spiel des Gelenkes sehr genau geführt. Das BMB-Gelenk gestattet dem Sattelteil die vertikale Translation und die Kippbewegung nach distal. In geringem Maße ist die Rotation um die Längsachse möglich, die sagittale Translation wird erst nach der Kippbewegung des Sattels ausgelöst. Die transversale Translation ist bei diesem Gelenk unmöglich. Die am Sattel angreifenden Schubkräfte werden so auf die Ankerzähne übertragen.

Die Konstruktion des BMB-Gelenkes erfordert sowohl bei einseitiger als auch bei beiderseitiger freientender Prothese eine Zungen- oder Gaumenbügel, um zu große Exkursionen der Sättel zu vermeiden. Bei einseitigem Freundsattel wird neben einem BMB-Gelenk als Arbeitsgelenk auch ein Balancegelenk benötigt. Bei doppelseitigen Freundprothesen verwendet man zwei BMB-Gelenke. Die Gelenke werden in zwei Formen hergestellt, die sich wie ein Bild und Spiegelbild zueinander verhalten. So wird eine Form für rechts unten und links oben, die andere für links unten und rechts oben benötigt. Für doppelseitige Freundprothesen muß also ein paar solcher Zwillingsgelenke verwendet werden.

In keiner bis jetzt bekannten und gebräuchlichen prothetischen Gelenkkonstruktion findet man so starke Federspannung wie im BMB-Gelenk. Nur bei diesem Gelenk ist nach Beat Müller das Mindestmaß dafür geschaffen, die Schleimhaut wirksam zu entlasten und die beiden Gewebsfundamente, die Schleimhaut und das Paradentium, zum gegenseitigen Wechselspiel in der Aufnahme des Kaudruckes zu veranlassen.

Auf dem Roach-Kugelgeschiebe basierend, das Biaggi-Gelenkprinzip ausnützend, entwickelt Baer sein BF-Resilienzgelenk. Bei einem Durchmesser von 2,8 mm und einer Höhe von 4 mm ist es das denkbar kleinste Gelenk, das als Federresilienzgelenk gebaut werden kann und die ihm gestellte Aufgabe dennoch spielend erfüllt. Das BF-Gelenk ist für das kranke paradentotische Restgebiss gedacht. Die gute Schienung des Restgebisses ist selbstverständlich Voraussetzung.

Das Gelenk ist in 3 Teile zerlegbar:

1. Ein Hohler Kreiszyylinder
2. Eine Kugel mit Stiel
3. Eine Entlastungsfeder.

Der Kreiszyylinder ist kaufflächenwärts mit einem flachen Deckel und kaudalwärts mit einer Kuppel abgeschlossen. Es besitzt am Deckelende eine breite Öffnung für die Einführung der Kugel und der Feder. Der Innenquerschnitt des Zylinders ist größer als der Querschnitt der Kugel, um dem Gelenk die nötigen Bewegungsfreiheiten zu ermöglichen. In dem abgerundeten kaudalen Teil des Zylinders ist eine Kalotte angebracht, die dem Radius der Kugel entspricht, dadurch wird das Gelenk in der Ruhelage fixiert. Der Stiel wird starr an den Ankerteil angelötet und das zusammengesetzte Gelenk in einem Kunstzahn untergebracht. Die Federkraft der Spiralfeder beträgt nur 110 g und dient dazu, den Prothesensattel nach Aufhören der Kaubelastung von der Schleimhaut abzuheben und in die Ruhelage zurückzubringen. Jegliche indirekte Kraftübertragung auf das Restgebiß wird absichtlich vermieden. So kann die Schleimhaut intermittierend entlastet und der Druckschmerz und die Druckatrophie weitgehend verhindert werden. Neben dieser Aufgabe hat die Feder an Stelle einer Schraube das Gelenk zusammenzuhalten und dank der Federspannung die Prothese in der Ruhelage zu fixieren.

Die Hauptbewegung des Gelenkes ist senkrechte Translation, die allerdings mit 0,7 mm begrenzt ist. Nach Erfahrungen von Baer ist dieser Resilienzweg für die normale, maximale Nachgiebigkeit der Gingiva berechnet. Ausnahmen bilden die seltenen Fälle der "Schlotterkämme" mit übermäßiger Resilienz. Die pathologische Resilienz der Schlotterkämme kann man aber entweder chirurgisch oder durch den partiellen Kompressionsabdruck ausschalten. Zu den wichtigsten Bewegungen des Gelenkes gehört auch die Scharnier- oder Kippbewegung nach distal. Eine Rotation um die Längsachse des Sattels und eine geringe sagittale und transversale Verschiebung ist gewährleistet. Das Abheben des distalen Sattelendes von der Schleimhaut wird durch einen innigen Kontakt des Zylinders mit dem Ankerteil, welches eine Kippmeideranschlagfläche besitzt, verhindert. Bei einem Sattel, der auf einer Kieferseite frei endet, ist ein BF-Gelenk mit einem Stabilisierungsbügel und einem Balancegelenk unerlässlich. Bei Prothesen

mit freiliegenden Sätteln auf beiden Kieferseiten werden 2 BF-
lenke und eine kontralaterale Bügelversteifung angebracht. Montiert man die Gelenke, so ist zu berücksichtigen, daß die Kug-
stiele immer im rechten Winkel zu den Anschlagflächen und die
Anschlagflächen an den Enden in einem Winkelbereich zwischen 90
und 180 Grad liegen müssen. Dadurch können die Gelenke im ferti-
gen Ersatzstück montiert und demontiert werden.

Eine größtmögliche Schonung des Gebisses wird durch das
Biaggi-Gelenk gesichert. Es ist in der Hauptsache zur Versorgung
des paradental insuffizienten Gebisses und bei geringem Bestand
an Restzähnen indiziert. Das Gelenk setzt sich aus 4 Teilen zu-
sammen, aus einem Zylinder, einem Führungsarm mit Anschlagplatte,
einer Spiralfeder und einer Verschlußschraube. Das Zylinderge-
häuse wird bei der Zusammensetzung in den ersten Kunststoffzahn
des frei beweglichen Sattels eingelassen. Der mesiale Zahn des Sa-
tels, der das Biaggi-Gelenk beherbergt, wird in Wachs modelliert
und in Palapont gestopft, oder es wird eine Kunststoffacette
in einen fertigen Zahn passend zugeschliffen und bukkal vor das Ge-
lenk gesetzt. Der Rückenteil des Gelenkes kann in Palapont oder
Paladon gestopft werden, je nach Sichtbarkeit bei geöffnetem Ma-
de. Der Zylinder besitzt in seinem Innern eine konische Bohrung,
die nach mesial senkrechten Spalt zeigt. In der konischen Boh-
rung gleitet unter Druck einer schwachen Spiralfeder ein kleiner Ke-
gel, der die Verlängerung des Führungsarmes der Anschlagplatte
darstellt. Die Anschlagplatte selbst wird an die Metallschienen
des Restgebisses angelötet. Das Gelenk wird von der Kaufläche
mit der Schraube verschlossen. Die Schraube hat innen eine Aus-
sparung zur Aufnahme eines Endes der Spiralfeder. Die Ausmaße
des Kegels sind so gehalten, daß er aus dem Spalt des Zylinders nicht
entweichen kann und nur durch Lösen der Schraube aus dem Zylinder-
gehäuse herausnehmbar ist.

Das Biaggi-Gelenk bietet dem Sattelteil in bestimmten Gren-
zen einen Bewegungsspielraum in sämtlichen Richtungen des Raumes.
Die Hauptbewegung ist die vertikale Translation, die nur durch die
leichte Federwirkung gehemmt wird. Lediglich vom Alveolarkamm
stellt die Anschlagplatte einen Widerstand dar, damit der Sattel
durch Zugkräfte nicht abgehoben werden kann. Das Restgebiß wird
nur einmal belastet, da die Feder schwach ist. Sie vermag jedoch
die gefährdete Gewebszone am Übergang vom Restgebiß zum zahnlos

Alveolarkamm zu schützen und die Prothese nach der Arbeitsleistung in die Ruhestellung zu heben. In der Ruhelage wird der kleine Kegel und damit auch der Prothesensattel in der Spitze des Konus durch die Feder fixiert.

Die große Beweglichkeit des Biaggi-Gelenkes erfordert eine Abstützung des Sattels gegen Kippung in sagittaler und transversaler Richtung. Diese Aufgabe übernimmt bei beidseitig freientender Prothese der Lingual- oder Palatinalbügel mit dem Sattel der gegenüberliegenden Seite, oder bei einseitiger Freundprothese das Balancegelenk auf der vollbezahnten Kieferseite. Außer den beschriebenen Gelenken ist noch eine Anzahl Lösungen zur gelenkigen Verbindung von partiellen Prothesen angegeben worden. Die Konstruktionen sind entweder den genannten sehr ähnlich, oder es wird versucht, die bestehenden Gelenke in gewisser Hinsicht zu vereinfachen.

Hier wäre auf das Gelenk von Schwindling hinzuweisen, bei dem die Aufgabe des Versteifungsbügels ähnlich wie beim Scharniergelenk in das Gelenk selbst gelegt wurde. Das Prinzip der Konstruktion des Resilienz-Gelenkes beruht auf einem Schieber mit mehreren Freiheitsgraden im Gelenkgehäuse und einer Doppelschlaufenfeder, welche die gelenkige Aufhängung des Sattels gewährleistet. Die Aufgabe des Resilienz-Gelenkes ist etwa dieselbe wie die des BMB-Gelenkes nach Beat Müller. Die Doppelschlaufenfeder soll "erstens eine gewisse Kaulast (dosierbar durch Anzahl der Federwindungen und Stärke des Federdrahtes) auf das Restgebiß übertragen, zweitens als Stoßdämpfer zwischen Sattel und natürlichen Zähnen wirken, und drittens eine intermittierende Belastung der Schleimhaut und des Knochens zulassen, um Niveauänderungen des Alveolarkammes nach Möglichkeit gering zu halten". (Schwindling)

Eine ganz neue Verankerung besitzt die Anker-Bifra-Prothese von A. Biaggi und G. Franco. Es werden hier keine der bis jetzt üblichen Metallteile verwendet, wie Klammern, Federn, Geschiebe oder Gehäuse.

"Die neue Idee besteht nur darin, daß zwischen Zahn und Prothese als Verankerungselement Gummi oder eine gummiähnliche Masse eingefügt wird" (A. Biaggi).

Da die Gummiverankerung zusammen mit einer Druckknopfverankerung verbunden wurde, ist eine Art gelenkige Verbindung zwischen Ankerzahn und Prothese entstanden. Die Bifra-Verankerung ist be-

sonders für schwierige Fälle der partiellen Prothetik bestimmt, etwa dann, wenn nur ein oder zwei Zähne vorhanden sind, oder wenn man aus verschiedenen Gründen von der Extraktion der Zähne und der Herstellung eines totalen Ersatzes Abstand nehmen will. Oft ist auch der finanzielle Aufwand für eine mit den üblichen Resilienzgelenken hergestellte Prothese für den Patienten zu kostspielig. Eine Vorbedingung für die Anwendung des Anker-Bifras ist die Devitalisierung der Restzähne bzw. des Restzahnes, welche nach erfolgter Wurzelfüllung bis in Zahnfleischhöhe abgetragen werden. In den Wurzelkanal wird ein Stift, der mit rundem Kopf endet, einzementiert. Er bildet die Patrizie. Dem Kopf wird dann eine glockenförmige Kappe, die wie ein Druckknopf auf dem runden Kopf schnappt, aufgesetzt. Ein in den Hohlraum der Glocke passender auswechselbarer Gummiring gewährleistet den Halt der Prothese. Nach Angaben von Biaggi bedingt die Elastizität des Gummis eine gute Retention der Prothese, sodaß dieselbe nur mit Kraftaufwand zu entfernen ist. Außer dem sicheren Halt der Prothese schafft der Gummi bei der Bifra-Verankerung ein zusätzliches Pufferelement zwischen Prothese und Kieferkamm. Der natürliche Puffer ist dadurch der Aufhängeapparat des Zahnes und durch die Schleimhaut gegeben. Die Überlegenheit der dental-gingival getragenen Prothese bezüglich der Kauleistung gegenüber der rein gingival getragenen ist bekannt. Nach etwaigem Verlust des oder der Ankerzähne ist die Anker-Bifra-Prothese, die äußerlich wie eine totale aussieht, durch eine Unterfütterung leicht in ein totales Ersatzstück umzuwandeln.

Bei der Anwendung der Resilienzgelenke mit mehreren Freiheitsgraden als Verbindungselemente zwischen Anker und Sattelteil wurde auf die Notwendigkeit einer kontralateralen Bügelversteifung hingewiesen. Da die Resilienzgelenke in sich (außer dem Scharniergelenk) nur 2 Stützpunkte in Form eines Zugankers (als eine Aufhängung des Sattels am Ankerteil) und eines Druckankers (als Kippmeideranschlag) besitzen, wird ihre Stabilität ungenügend. Es müssen mindestens 3 flächig angeordnete Stützpunkte vorhanden sein, um dem Sattel die stabile Lage zu garantieren. Der dritte Stützpunkt wird bei doppelseitigen gelenkig verbundenen Freundprothesen durch die Lingual- oder Palatinalbügelversteifung gegeben. So bildet durch die Bügelversteifung ein Resilienzgelenk der einen Kieferseite dem Resilienzgelenk der anderen Seite

te den nötigen zweiten Zuganker. Die Stabilität ist dabei gesichert und die Bewegungen der Gelenke werden nicht beeinträchtigt. Bei dem Scharniergelenk nach Fischer, das bekanntlich nur einen Freiheitsgrad besitzt, sind die beiden Zuganker und ein Druckanker direkt im Gelenk vorhanden. Beim Fischergelenk kann man also die Bügelversteifung ohne Gefahr für die Stabilität der Prothese entbehren. Die Versteifung der einseitigen Freiidprothese wird ebenfalls durch einen Lingual- oder Palatinalbügel erreicht. Der Stabilisierungsbügel wirkt dabei als ein Auslegearm des Sattels und sichert ihm auf diese Weise die nötige Stütze. Wäre ein solcher Bügel starr an der bezahnten Kieferseite verankert, so kämen die Bewegungsfreiheiten des Gelenkes nicht zur Auswirkung und seine Aufgabe wäre verfehlt. Das Restgebiß könnte außerdem durch die Übertragung der Bewegungen des Sattels größeren Schaden erleiden. Es ergibt sich daraus die Notwendigkeit einer beweglichen Verbindung zwischen dem Ende des Bügels und dem Ankerteil des Restgebisses. Die Verbindung sollte auch die Vorzüge einer reversiblen Trennung der Prothese in Anker und Sattelteil nicht ausschließen, und außerdem dem Resilienzgelenk einen zweiten Zuganker sichern. Aus all diesen Überlegungen heraus sind die Stabilisierungs- oder Balancegelenke entstanden.

Fast zu jedem Typ des Resilienzgelenkes wurde ein funktionell eigens darauf abgestimmtes Balancegelenk konstruiert. Die Bewegungen der Balancegelenke sind von der Beweglichkeit der Resilienzgelenke abhängig. Das Resilienzgelenk bestimmt die Wahl des Balancegelenkes. So muß ein Balancegelenk mindestens soviel Freiheitsgrade wie das Resilienzgelenk haben, um dieses nicht in seinen Bewegungen zu hemmen. Die Balancegelenke sind im allgemeinen einfacher als die Resilienzgelenke gebaut, gleichen aber in der Ausführung entweder dem entsprechenden Resilienzgelenke, oder erinnern an die im Anfang der Arbeit erwähnten Kraftbrecher, oder Geschiebe mit mehreren Freiheitsgraden.

Zu seinem Axial-Rotationsgelenk hat Steiger ein Rotationsgelenk als Balancegelenk geschaffen. In Aufbau und Ausmaß ist es dem Ax-Ro-Gelenk sehr ähnlich. Das Ro-Gelenk kann nach entsprechenden Einschleifungen nur die Rotationen ausführen. Dementsprechend trägt es in der Matrizie im Gegensatz zum Ax-Ro-Gelenk nicht ein ovales, sondern ein rundes Fenster.

Beat Müller baute als Balancegelenk ein BMB-Schloß auf. Das

BMB-Schloß setzt sich aus 2 Teilen zusammen, aus einer Schloßhülse und einem Riegel. Der Riegel, der am Ende des Bügels anbracht wird, kann erst nach einer Drehung um einen rechten Winkel zur Längsachse der Hülse in die ovale Hülsenöffnung eingeführt werden. Die Hülse selbst wird der Ankerschiene angelötet.

Biaggi hat eine Bügelraste als sein Balancegelenk entwickelt. Die Raste ist durch eine Schraube mit dem Ankerteil verbunden und gestattet entsprechend den Bewegungen des Resilienzgelenks 4 Bewegungen.

Baer verwendet sein BF-Resilienzgelenk auch als Balancegelenk. Das Gehäuse des Gelenkes wird an der dem Arbeitsgelenk gegenüberliegenden Kieferseite mit dem Ankerteil verlötet, oder besser noch selbst im Guß des Ankerteils untergebracht. Der Bügelstiel wird dem freien Ende des Balancebügels starr angelötet. Die Kugelstiele der beiden Gelenke nehmen so eine rechtwinkelige Stellung zueinander ein. Im Gegensatz zum Arbeitsgelenk findet bei diesem Balancegelenk kein Absinken, sondern eine Rotationsbewegung statt.

Die genaue Beschreibung der Konstruktionen und der Montage der einzelnen Balancegelenke geht über den Rahmen dieser Arbeit hinaus.

Bis jetzt wurden die wesentlichsten gelenkigen Konstruktionen beschrieben. Die beiden grundlegenden Teile der partiellen Prothese müssen noch besprochen werden, nämlich Ankerteil und Basisteil. Diese beiden Teile werden deswegen getrennt besprochen, weil sie in sich ganz unterschiedliche Aufgaben zu erfüllen haben und weil sie bei der Gelenkprothetik zwei getrennte Teile darstellen.

Die Zweiteilung der partiellen Prothese hat Stein 1934 herausgebracht. Er war bestrebt, die Prothese überhaupt nicht mit dem Gebiß zu verbinden, um die umklammerten Zähne gegen Lockerung zu schützen. Die verschiedene große Nachgiebigkeit des Zahhalteapparates gegenüber der als Prothesenlager verwendeten Schleimhaut der distalen zahnfreien Alveolarkämme bedingt zuweilen eine Schädigung der Klammerzähne. Der Halteapparat des normalen Zahnes macht beim Kauakt kaum sichtbare Bewegungen, während sich ein von der Schleimhaut getragener Ersatz viel mehr verschiebt. Nach Angaben von Kantorowicz wird bei dem gewöhnlichen

Kaudruck von 6-7-kg cm² ein Nachgeben der Schleimhaut um 0,3-1,5 mm gemessen. Komprimiert man bis zur Erreichung der Schmerzgrenze, so werden Werte von 0,8-2,5 mm festgestellt. Durch die Beweglichkeit der Prothese wird daher ein mit ihr starr verbundener Zahn bald gelockert und funktionsuntüchtig. Gelingt es, diese schädigenden Kräfte auf alle Zähne des Restgebisses zu verteilen, so wird die Schädigung abgeschwächt, jedoch nicht aufgehoben. Stein faßte aus prophylaktischen Gründen das Restgebiß in einem einzigen oder mehrfachen Schienenblock (en-bloc-Fassung), zusammen. Das bewegliche Sattelstück ruhte jedoch ohne jeglichen Halt und Verbindung auf der Gingivia. Stein mußte dann aber einen Haltefinger gegen die Einwirkung der Schwerkraft (im Oberkiefer) oder der Saugwirkung klebriger Speisen (in Ober- und Unterkiefer) anbringen. Das Halteelement hielt die Prothese, ohne mit ihr verbunden zu sein, in ihrer Lage am Alveolarkamm. Der freie Sattel löste sich bei der Einwirkung des Kaudrucks vom Schienenteil gänzlich ab und wirkte als rein gingival getragenes Ersatzstück. Das Restgebiß, welches keine Verbindung mehr zur Prothese hatte, wurde nicht mehr durch Schub- oder Hebelbewegungen geschädigt.

Diese Methode erwies sich jedoch in der praktischen Durchführung als wenig erfolgreich. Die Eigenbewegungen der Prothese waren nicht in bestimmten Grenzen gehalten, es kamen Schlotterbewegungen vor. Der Kieferfortsatz war mit seiner Schleimhaut erheblichen Einwirkungen ausgesetzt, während das geschiene Restgebiß seine Arbeit isoliert davon verrichtete. Diese Lösung schien anfangs viel zu versprechen, die therapeutische Aufgabe der Prothetik, eine funktionelle Einheit der Prothese mit dem Restgebiß zu bilden, wurde jedoch nicht erfüllt.

Der eine Teil der zerlegbaren Prothese, der Schienenteil, soll einerseits in der Ruhelage der Prothese am Restgebiß fixieren, andererseits beim Kauen die Kippbewegungen der Prothese zulassen, ohne die Ankerzähne zu schädigen. Die Schienen sind so konstruiert, daß sie bei der Kaufunktion nicht von der Unterlage abgehoben werden können. Der Schienenteil allein gäbe genügend Stoff für eine besondere Abhandlung. Es genügt zu wissen, daß er immer im Sinne einer starren Fixation verankert sein muß. Verschiedenartigste Schienenformen werden empfohlen, die entweder atmestbar oder fest zementiert sind. Man verwendet die gegossene,

abnehmbare, dem Zahnschmelz aufliegende Schiene nach Elbrecht. Diese befriedigt aber in kosmetischer Hinsicht nicht sehr. Andere mit dem Restgebiß verbundenen Schienen sind die Verbindung von Halbkronen, denen dann ein abnehmbares Schulter-Stift-Geschiebe nach Steiger aufgesetzt wird. Biaggi hat eine nach Steiger modifizierte Rillen-Schulter-Federschiene angegeben. Diese ist recht kompliziert konstruiert und mit Rillen, Stiften und Federn versehen, welche äußerste Exaktheit und Feingefühl bei der Bearbeitung erfordern. Die Ankerschiene erhält dadurch nicht nur einen festen und sicheren Sitz, auch der kosmetische Standpunkt kann weitgehendst berücksichtigt werden. Erwähnt werden müssen noch die gemischten Schienen, bei denen Klammern und Geschiebe oder Inlays gemeinsam die nötige Fixierung übernehmen. Oft müssen bei größeren Lücken im Restgebiß die einzelnen Zähne überkront und mit Stegen verbunden werden, darauf liegt dann eine abnehmbare Geschiebeschiene.

Die Gestaltung von Basisflächen bei der gelenkig verankerten Prothese unterscheidet sich nicht wesentlich von der einfachen gingival getragenen Klammerprothese die richtige Aufstellung der Zähne hinsichtlich der Artikulation und entsprechend dem Verlauf des Kieferkammes muß vorausgesagt werden. Auch wird man den Zähnen möglichst schmale Form und keine zu ausgeprägten Höcker geben. Beim Freiendsattel muß die Basisfläche so breit als möglich gestaltet werden. Sie muß nach Kantorowicz im Oberkiefer das Tuber maxillae und im Unterkiefer das Tuberculum mandibulare bedecken. Auf diese Weise wird der Kaudruck auf eine möglichst große Fläche der Gingiva verteilt. Die Sättel müssen auch unterfütterbar sein. Die Zähne sollen nur $\frac{2}{3}$ des mesialen Teiles des Sattels in Anspruch nehmen. Das distale Drittel soll keine Zähne tragen, um das Abheben des mesialen Teiles und die Übertragung der Kippbewegungen infolge des langen Hebelarmes zu verhindern.

4.) Indikation der Gelenke und Geschiebe und kritische Betrachtungen.

Im Jahre 1928 stellte Rumpel in seinem Buch "Klinik der modernen zahnärztlichen Prothese" folgende Forderungen auf, welche die Mängel einer partiellen Prothese beseitigen sollten:

- "1. Eine gelenkige Verbindung zwischen gestützter Prothese und stützender Wurzel.
2. Die Versteifung der stützenden Wurzeln untereinander oder mit anderen Zähnen des Restgebisses.
3. Die Verlegung des Angriffspunktes der schädlichen Kippmomente nahe an den freien Rand des Alveolarfortsatzes."

Zu diesen Forderungen ist auch nach 25 Jahren nichts hinzuzufügen, lediglich die Feststellung, daß sie weitgehendst mit den Resilienzgelenken verwirklicht werden konnten.

Bei den Betrachtungen über das Problem der gelenkigen Verbindung muß man zuerst auf die Indikation der Gelenke näher eingehen. Die Indikation der Gelenke richtet sich vor allem nach dem biologischen Zustand der verbliebenen Zähne, nach deren Verteilung, und nach den biologischen und anatomischen Verhältnissen der unbezahnten Teile des Kiefers. Außerdem spielen dabei andere Umstände, wie allgemeiner Gesundheitszustand, Alter und materielle Lage des Patienten eine nicht zu unterschätzende Rolle. Ein Schema anzuwenden, bei dem nur durch Abdecken eines Systems von Nummern die jeweilige entsprechende Konstruktion der partiellen Prothese abzulesen ist, wie es bei dem in Amerika anerkannten Katalogsystem von Kennedy der Fall ist, dürfte meines Ermessens skeptisch zu beurteilen sein. Auf diese Weise wird die "Therapie des Lückengebisses" (Wild) zu einem rein technischen Problem. Die richtige Therapie findet man wohl in keinem Falle durch tabellenmäßig ermittelte Werte. Jeder Fall muß als klinischer Fall gedeutet und individuell therapeutisch angegangen werden. Obwohl die Schematisierung der Indikation abzulehnen ist, muß man doch gewisse Richtlinien bei der Versorgung des Lückengebisses und der Wahl der Verankerungsmittel befolgen. Nach Berücksichtigung all dieser Momente und nach den vorliegenden Gegebenheiten wird man sich entscheiden müssen, ob eine Brücke oder eine Plattenprothese zur Anwendung kommt, ob ausschliesslich paradentale oder gingivale Abstützung oder ob beide zusammen als Prothesenfundament herangezogen werden müssen. Dementsprechend wird man auch die Verankerungsart der Prothese wählen.

Die Geschiebe finden bei Brücken und bei partiellen Plattenprothesen Verwendung. Bei den Brücken benützt man sie aus

Gründen der Hygiene und Kaufunktion; sie werden grundsätzlich mit einem Anschlag versehen, der das Absinken des Brückenkörpers auf den Alveolarfortsatz verhindert. Die leichte Möglichkeit zur Sauberhaltung bedingt durch die Abnehmbarkeit der Brücke und die damit geschaffenen hygienischen Verhältnisse in der Mundhöhle scheinen mir neben den physiologischen Gesichtspunkten wichtige Faktoren für die Indikation zu sein. Ein Geschiebe ist auch dort angezeigt, wo Kon- oder Divergenz der Pfeiler das Anbringen einer festen Brücke nicht zuläßt, etwa weil zu große Substanzverluste durch das Beschleifen eintreten würden, was die Devitalisation der Zähne zur Folge hätte. Man braucht die Zähne nicht mehr parallel zu beschleifen; lediglich die Geschiebe werden parallel zueinander angebracht. Das exakte Anbringen der Geschiebe geschieht zweckmäßigerweise mit dem Parallelometer. Eine einseitige bewegliche Verankerung findet man bei den sog. physiologischen Brücken. Hier wird das distale Ende des Sattels fest verankert und das mesiale durch eine Art Auflagegeschiebe in Schwalbenschwanzform mit dem Stützzahn beweglich gehalten. Dadurch wird die Eigenbeweglichkeit der Brückenpfeiler aufrecht erhalten, die nach Boitel an Front- und Seitenzähnen in verschiedener Weise ablaufen soll. Schliesslich geben die kosmetischen Erwägungen besonders im Frontzahnbereich einem Geschiebe den Vorzug. Es nimmt wenig Platz ein und kann unsichtbar lingual oder palatinal angebracht werden. Die Metallkronen und Klammern wirken im Front- und Prämolarenbereich unästhetisch. Bei den Prothesen erreicht man mit den Geschieben ähnliches wie bei den Brücken. Hier werden die Stützpfeiler durch die exakte Führung der Geschiebe untereinander versteift. Da sich der Kaudruck auf die Schleimhaut und die Zähne verteilt, wird dadurch eine bessere Kaufunktion erreicht, als wenn die Platte nur gingival getragen würde. Durch die innige Verbindung mit den Stützzähnen erhält so die Prothese "mehr brückenartigen Charakter" (A. Elbrecht).

Die Geschiebe gehören außerdem als zweifelsfreie Partner zu den Gelenken. Der Fixpunkt der gelenkigen Bewegung der Ankerteile liegt durch die Geschiebeverankerung unverrückbar bei jeglicher Beanspruchung auf dem Restgebiß. Bei der Indikation des Geschiebes ist es schliesslich wichtig, ob sie als Außen- oder Innengeschiebe verwendet werden. Bei den Außengeschieben liegt der An-

griffspunkt der Kaukraft exzentrisch in einem bestimmten Abstand von der Zahnachse entfernt. Dadurch können die Ankerzähne zusätzlich durch die Kipp- und Torsionskräfte ungünstig belastet werden. Die Geschiebeverankerung ist im Grunde starr, deshalb ist ihre Verwendung bei Freiidprothesen gefährlich. Die Prothese liegt zunächst fest auf dem Alveolarkamm, sie sinkt aber unter der Kompression der Schleimhaut mit der Zeit ab und bewirkt durch den Kaudruck am distalen Teil des Sattels eine Kippung des Ankerzahnes. Deshalb ist die Verwendung von Gelenken notwendig. Die Indikation für Gelenke ist dann gegeben, wenn man das Restgebiß weitgehendst schonen und eine Druckatrophie verhüten will, überhaupt dann, wenn endständige Zahnlucken vorhanden sind, oder wenn eine große Zahnlucke ersetzt werden soll. Aus der Vielzahl der Gelenke gelten schon einige als veraltet. Die Roach-Kugel- und Scheibengelenke werden kaum mehr gebraucht. Der Kraftbrecher von Dresch und jene von Kayle und Kerr sind nur noch in Amerika beliebt. Die Kalotten- und Teleskopgelenke verwendet man bei einzelstehenden Zähnen, die man noch zur Verankerung heranziehen will, besonders bei atrophierten Kieferkämme im Unterkiefer.

Die Prothetik bedient sich gegenwärtig der modernen Resilienzgelenke. Diese kann man in gefederte und ungefederte Gelenke und solche mit wenigen oder mehreren Freiheitsgraden einteilen. Will man die Freiidprothese kaufunktionsfähiger gestalten und kann man das Restgebiß mit größerem Kaudruck durch den Prothesensattel belasten, so entschliesse man sich zu Gelenken, die entweder eine stärkere Feder besitzen, oder auch beschränkte Scharnierbewegungen ausführen.

Bei den Scharniergelenken nach Fischer und Conod müssen die Zähne, deren ausgiebige Schienung notwendig ist, im Durchschnitt 50 % zusätzliche Belastung aufnehmen. Die Scharniergelenke erfordern auch gut ausgeprägte Kieferkämme, welche die Stabilität des Sattels bei horizontal angreifenden Schubkräften günstig beeinflussen können. Will man den mesialen Rand des unbezahnten Kieferkammes optimal schonen, so gestalte man sich ebenfalls mit Scharniergelenken die Verbindung. Es wäre auch nicht zweckmäßig ein Biaggi-Gelenk für einen kurzen Freiidstattel zu benützen, hier eignet sich schon eher ein Beat Müller-Gelenk oder ein Scharniergelenk. Beim Fischer-Gelenk muß man aber

berücksichtigen, daß das Gelenk nur einen Freiheitsgrad besitzt und so schädigende Kräfte auf das Restgebiß überträgt.

Bei der Beschreibung der Resilienzgelenkkonstruktionen wurde auf die Vorteile und Nachteile des jeweiligen Gelenkes und auf seine Indikation hingewiesen. Zusammenfassend muß man sagen, daß die Resilienzgelenke in allen Fällen von einseitigen oder doppelseitigen Frendlücken und auch als Kombinationen von unterbrochenen begrenzten Lücken mit Frendlücken verwendet werden können. In seltenen Fällen werden diese Gelenke - mit Ausnahme des Scharniergelenkes - auch bei begrenzten Zahnlücken empfohlen, wenn die Entfernung der Ankerzähne zu groß ist, oder wenn bei stärkerer Lockerung der Pfeiler keine Brücke und keine gestützte Prothese mehr angebracht werden kann, dann also, wenn möglichst große Schonung des Restgebisses angezeigt ist.

Je weniger Freiheiten das Gelenk besitzt, umso mehr werden die Kaukräfte mit ihren Schub- und Kippmomenten auf die Zähne übertragen. In Bezug auf die Beweglichkeit steht also das Fischer-Gelenk auf unterster Stufe. Das Ax-Ro-Gelenk von Steiger, das Frey-Gelenk und das Bock'sche Kardangelenk sind sich in ihren Bewegungsfreiheiten gleich. Sie besitzen 3 Freiheitsgrade. Danach kommt das BMB-Gelenk von Beat Müller, welches noch über eine bedingte 4. Bewegungsmöglichkeit verfügt. Gelenke mit allen 5 Bewegungsfreiheiten ausgestattet sind das Gelenk von Biaggi, das Codinat-Gelenk und das Gelenk von Baer.

Von den gefederten Gelenken besitzt das BMB-Gelenk die stärkste Feder, danach kommt das Biaggi- und schliesslich das Baer-Gelenk mit schwächeren Federn. Der Federkraft entsprechend wird der gesamte Kaudruck der Prothese erhöht und auf die Restzähne schonenst übertragen. Bei schlechten Schleimverhältnissen und bei gutem Restgebiß werden deshalb die Gelenke mit starken Federn vorgeschlagen. Sind die Schleimhautkämme und auch das Restgebiß schlecht, so sind Gelenke mit schwachen Federn zu empfehlen.

Bei guten Kämmen kann man, dem Gesundheitszustand der Restzähne entsprechend, zwischen den nicht gefederten Resilienzgelenken auswählen.

Bei der kritischen Beurteilung der Gelenke und insbesondere der Resilienzgelenke muß noch außer den angeführten Vorteilen der gelenkigen Verbindung auf gewisse Unzulänglichkeiten dieser Verankerungsmittel hingewiesen werden. Daß sich diese Gelenke bewährt haben, steht ohne Zweifel fest. Das stets wachsende Interesse der Prothetiker und die immer neuen Veröffentlichungen lassen die Notwendigkeit und Zweckmässigkeit dieser Verbindung erkennen. Vor einigen Jahren noch hat man diesen neuen Konstruktionen einige Skepsis entgegengebracht. Im Jahre 1949 hat Schech sich mit diesem Problem beschäftigt und den Resilienzgelenken keine große Zukunft vorausgesagt. Seine Kritik stützte sich nur auf die theoretische Beurteilung des Bock'schen Kardangelenkes und auf Biaggis Resilienzgelenk. Inzwischen wurden zahlreiche andere Gelenke gebaut und erprobt, die im großen und ganzen vielen früheren Forderungen Rechnung tragen.

Nach wie vor ist die soziale Indikation der Gelenke im Vordergrund der Diskussion. Da die Gelenkverbindungen größte Präzision in der Ausführung und erhebliche funktionelle Beanspruchbarkeit verlangen, müssen sie aus hochwertigen Gold-Platin-Legierungen hergestellt werden. Die Gelenke werden in Deutschland auch in Palliag hergestellt. Das Frey-Gelenk z.B. kann zusammen mit dem Ankerteil aus hochwertigem Stahl gegossen werden. Es wird auch vorgeschlagen, bei den Ankerteilen und besonders bei den Schienen statt Gold-Platin Stahllegierungen anzuwenden. Auch werden Versuche unternommen, die Gelenke der Sozialpraxis zugänglich zu machen. Das R-Gelenk von Schwindling rückt diese Möglichkeit in greifbare Nähe. Man versucht auch die kostspieligen Schienenkonstruktionen zu umgehen und die Gelenke mit Klammerkreuzen zu verbinden (Eisenlohr).

Wieweit man die Konstruktionen vereinfachen kann, wieweit man andere billigere Legierungen anwenden darf und wieweit man auf die komplizierten Schienenkonstruktionen verzichten kann, können erst praktische Erfahrungen zeigen, welche sich über Jahre erstrecken. Die Brauchbarkeit der Prothese kann nicht auf Kosten der Verbilligungsversuche gehen. Bemerkenswert ist hier die Einstellung der Schweizer Autoren. Baer schreibt: "Irrig wäre allerdings jene Auffassung, die dahin geht, man müsse im Konstruktionsplan diese oder jene Einheit weglassen, bis die Konstruktion finanziell tragbar sei. Man kann in einem Uhrwerk

nicht ein Rädchen weglassen, damit es billiger kommt." Seine Vorschläge aber, die Schwierigkeiten bei der sozialen Planung zu beheben, bringen auch nichts Neues. Er schlug u.a. vor, bei der Planung spätere Ergänzungsarbeiten zu berücksichtigen, was durchaus gutzuheißen ist, das eigentliche Problem aber in keiner Weise löst.

Außer den sozialen Fragen, die noch einer Lösung harren, ist die technische Seite der Konstruktionen zu prüfen. Baer gibt selbst zu, daß das Gehäuse seines Gelenkes ausleiern. Der Schlitz wird durch die Kugel auseinandergedrängt, sodaß er die Stärke der Gehäusewände von 0,25 auf 0,45 mm erhöhen mußte. Beim Bock'schen Kardangelenk scheint ebenfalls die Gefahr des Ausleierns zu bestehen.

Die Gelenke sind auf eine gewisse Schleimhautresilienz eingerichtet. Wird eine übergroße Resilienz nicht erkannt, oder wird durch die übermäßig schnelle Resorption des zahnlosen Kieferknochens das Gelenk in Richtung auf den Knochen zum Anschlag gebracht, so wird die Gefahr der Schädigung der Ankerzähne und die des Abbrechens der zierlichen Gelenkteile groß. Eine rechtzeitige Unterfütterung der Prothese ist unbedingt notwendig.

Die gefederten Gelenke von Biaggi und Baer sind mit schwachen Federn ausgestattet, die lediglich über soviel Kraft verfügen, daß die Prothese nach der Kauphase von der Schleimhaut gehoben wird. Die Schleimhaut wird dadurch in der Ruhepause durch das Eigengewicht der Prothese nicht belastet. Die nicht gefederten Gelenke tragen der Schleimhautresilienz zwar volle Rechnung, sie werden aber nach der Arbeitsphase erst durch das ins Gewebe einschliessende Blut und durch den elastischen Widerstand der Mukosa von der Unterlage abgehoben. Sie liegen dann weiterhin der Mukosa an und belasten sie mit ihrem Eigengewicht. Die Erholung der Schleimhaut ist bei diesen Gelenken unvollkommen. Dieser minimale Dauerdruck, der besonders noch im Unterkiefer durch die aufliegende Wangen- und Zungenmuskulatur vergrößert wird, kann unter Umständen nicht nur den Alveolarknochen, sondern auch seinen Weichteilbezug zum Schwinden bringen (Fröhlich). Es wurde experimentell nachgewiesen, daß bei partiellen Prothesen eine alleinige Belastung des Alveolarfortsatzes unbedingt vermieden werden muß. Biaggi dagegen ist davon überzeugt, daß das Paradentium ein recht kompliziertes und hoch

differenziertes Gewebe darstelle, das durch Mehrbelastung eher verletzbar sei und über eine geringere Heilungstendenz und Reparationsfähigkeit als Mukosa und Kieferknochen verfüge. Dagegen passe sich der Knochen an neue Verhältnisse an. Er reagiere nach anfänglicher leichter Atrophie mit einer Verstärkung sowohl der Kompakta als auch der Spongiosa. Biaggis Ausführungen beziehen sich auf ein krankes parodontal insuffizientes Restgebiß und sind in diesem Falle wohl zutreffend.

Die gefederten Gelenke von Biaggi und Baer haben meines Erachtens eine deutliche Überlegenheit gegenüber den ungefederten Resilienzgelenken; durch Spannung und Entspannung der schwachen Feder - die parodontosekranken Restzähne werden nicht beansprucht - wird sich eine intermittierende Belastung günstiger auf die parodontale Umgebung der Ankerzähne und die Zahnfleisch-Knochenunterlage auswirken. Die intermittierende Belastung ist der Lebensrhythmus des Gewebes. So wie zu starker Druck eine Druckatrophie hervorruft, so bewirkt das Fehlen dieses Druckes Inaktivitätsatrophie.

Wenn man aber bedenkt, daß die Kaudruckbelastung des Sattels in der Höhe der Prämolaren bis zur Schmerzreaktion 5 kg beträgt, dann ist die Kautüchtigkeit eines rein gingival getragenen Ersatzes nicht groß. Die Kaufunktion des Ersatzes kann man steigern, indem ein Teil des Kaudrucks auf die verbliebenen natürlichen Zähne übergeleitet wird. Kann man dem Restgebiß eine Kaukraftübertragung zumuten und die Verbindung gelenkig gestalten, so müssen die Federn der Gelenke viel kräftiger sein. Die stärkste Feder, im Gelenk von Beat Müller, besitzt die Kraft von 1,500 kg. Beim Kauen wird also die Prothese 6,500 kg Kaudruck aufnehmen (müssen) können, von denen 1,500 kg von den Restzähnen übernommen wird. Ist ein gesundes Gebiß bei einer offenen Zahnücke vorhanden, so kann es wesentlich mehr Druck übernehmen und den kaufunktionellen Wert einer Freiidprothese steigern. Dies stößt aber technisch auf große Schwierigkeiten. Federn mit solcher Kraft nehmen zuviel Platz in Anspruch und können in der Prothesenbasis schwer untergebracht werden. Die Resilienzgelenke sind gegenwärtig vor allem in der Parodontose-Behandlung und Prophylaxe die beste Lösung. Beim gesunden Gebiß muß man aber fordern, daß die Kauleistung der Prothese durch gelenkige Verbindungen vergrößert wird.

Man sollte auch die Frage aufwerfen, ob durch die grundsätzliche Einführung von Palapontzähnen in die Gelenkprothetik insbesondere bei paradentotischen Zuständen, wo auch die zahnlose Gingiva Veränderungen aufweist (A. Elbrecht) und empfindlicher geworden ist, die Druckübertragung nicht schonender gestaltet würde. Die leichte Trennbarkeit der Gelenke ermöglicht müheloses Auswechseln der Zähne bei Abnutzung.

Es muß auch erwogen werden, wie die Entstehung von Caries an den verbliebenen Zähnen beim Tragen des Ersatzes am besten verhindert werden kann. Die bisherigen Erfahrungen und Erfolge mit der prophylaktischen Imprägnierung der Zähne sollten auch bei der Gelenkprothetik nicht außer acht gelassen werden.

Eine entsprechende Unterweisung des Patienten bezüglich der Pflege und Benützung des Ersatzes muß in jedem Fall erfolgen. Die tägliche vorsichtige Entfernung von Belägen und Speiseresten vom Schienen- und Sattelteil und gute Mundhygiene muß dem Patienten dringend nahe gelegt werden. Er sollte ferner darüber belehrt werden, daß ein vierteljähriges Aufsuchen des Zahnarztes zwecks Kontrolle der Funktionen der Prothese unbedingt erforderlich ist.

In den Resilienzgelenken hat die prothetische Versorgung des Lückengebisses und insbesondere jene der distal offenen Lücke ein beachtliches Niveau erreicht. Technische Präzisionsarbeit und die neuesten biologischen Erkenntnisse der Wissenschaft miteinander vereint stellen dem Prothetiker die Mittel zur Verfügung, das biologischfunktionelle Gleichgewicht in der Mundhöhle im weitesten Sinne des Wortes wiederherzustellen. Diese neuen Erkenntnisse und Erfahrungen verpflichten uns, das prothetisch-zahnärztliche Wissen noch besser zu berücksichtigen und es in der täglichen Praxis anzuwenden, um damit der Gesundheit der Menschen, soweit es unser Fachgebiet betrifft, mit allen Kräften zu dienen.

Z u s a m m e n f a s s u n g .

Im Zuge der Entwicklung der zahnärztlichen Prothetik wurde die therapeutische Seite der prothetischen Versorgung erkannt und hervorgehoben. Die Prothese soll den physiologischen Zustand des Gebisses weitgehend wiederherstellen. Die wichtigste Komponente bei der Lösung dieses Problems bilden die Verankerungsformen des Ersatzes. Durch diese werden die Bewegungen der Prothese auf die Ankerzähne übertragen. Die schädlichen Kipp- und Drehmomente bewirken eine Lockerung der Pfeilerzähne. Bei der Freundprothese ist die Übertragung dieser Kräfte besonders gefährlich, weil der Friendsattel als ein Hebelarm auf die Ankerzähne wirkt.

Die gebräuchlichsten und billigsten Verankerungsmittel, die Klammern, haben sich nicht voll bewährt. Die starren Klammern kippen und lockern die Endpfeiler der Freundprothese mit Sicherheit, die elastischen Klammern lassen die Dosierung der Kraftübertragung nicht zu und sind nach der Ermüdung nicht verbesserungsfähig.

Die andere Art der Verankerung, die Geschiebe, werden bei herausnehmbaren Brücken und bei partiellen Prothesen, wo eine Versteifung der Restzähne erwünscht ist, angewendet. Sie sind bei Freundprothesen nicht zweckmässig, da sie auch starre Verankerungsmittel darstellen. In der weiteren Entwicklung wurden Geschiebe mit mehreren Freiheitsgraden hergestellt, die schon eine Art gelenkige Bewegung ausführen können. Hierzu gehören die Kraftbrecher, die Roach-Geschiebe und die Kalottengelenke. Sie finden nur noch selten Verwendung.

Das Problem der Freundprothese wurde erst durch die Resilienzgelenke weitgehend gelöst. Diese Gelenke wurden in den letzten 10 Jahren entwickelt. Sie sind auf dem Stein'schen Prinzip der Zweiteilung der Prothese in Schienen- und Sattelteil aufgebaut und passen sich der unterschiedlichen Nachgiebigkeit von Parodontium und Schleimhaut an. Vorbedingung ist, daß die Restzähne untereinander durch abnehmbare oder festsitzende Schienen verbunden werden, wobei die Kaukräfte gleichmäßig auf die Zähne verteilt werden können. Die Gelenke sind zerlegbar,

ein Teil wird an die Schiene angelötet, ein anderer im Sattel befestigt. Sie gestatten dem Sattel große oder beschränkte Bewegungsfreiheit, dementsprechend werden die Kaukräfte nicht oder nur teilweise auf das Restgebiß übertragen. Einige dieser Gelenke, das Beat Müller-, das Biaggi- und das Baer-Gelenk, besitzen Federn, welche eine genau dosierte, aber im allgemeinen geringe Kaukraftübertragung auf die natürlichen Zähne zulassen. Die nicht gefederten Gelenke sind hauptsächlich mit den Namen: Bock, Fischer, Steiger und Frey verbunden. Mit Ausnahme des Scharniergelenks nach Fischer benötigen die Gelenke bei einseitigem Freiendsattel einen kontralateralen Stabilisierungsbügel und ein Balancegelenk. Das Balancegelenk hat die Aufgabe einerseits die durch das Arbeitsgelenk gegebenen Freiheiten aufrecht zu erhalten, und andererseits die Zähne der gegenüberliegenden Kieferseite durch die Bewegungen des Sattels nicht zu schädigen.

Die Indikation der Resilienzgelenke ist bei verkürzter Zahnreihe gegeben, vor allem dann, wenn das Restgebiß möglichst geschont werden soll, was bei paradentalen Erkrankungen besonders notwendig ist.

Bei der kritischen Beurteilung werden unter anderem stärkere Federn in den Gelenken gefordert, um bei gesundem Restgebiß die Kauleistung des Ersatzes zu erhöhen.

Erwogen werden noch die Schwierigkeiten bei der sozialen Gestaltung. Die hohen Kosten einer neuzeitlichen gelenkigen Prothese sind durch das Material (Gold-Platin) und den Zeitaufwand bedingt. Es werden Versuche gemacht zwecks Vereinfachung der Konstruktionen und Herstellung billigerer und trotzdem leistungsfähiger Legierungen. Dadurch könnten die wissenschaftlichen Erkenntnisse der modernen Prothetik breiteren Bevölkerungskreisen zugänglich gemacht werden.

Am Schluss meiner Arbeit fühle ich mich verpflichtet, Herrn Prof. Dr. Paschke und Herrn Prof. Dr. Peter für die Überlassung der Arbeit und die Anregungen zu derselben meinen aufrichtigen Dank auszusprechen.

L i t e r a t u r v e r z e i c h n i s .

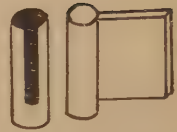
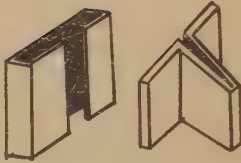
1. Anthony, L.P. The American Textbook of Prothetik
Dentistry.
Verlag: Lea & Febiger, Philadelphia
1942, reprinted 1946.
2. Baer, O. Gelenkprothetik bei Parodontose und
Kugelgelenk BF.
Schweiz. M.schr. f. Zahnk. Nr. 2, 1951
3. Bock, J. Moderne Klammerteknik.DZW 1937.
4. Biaggi, A. Die Anker-Bifra-Prothese.
Schweiz. M.schr. f. Zhkd. Nr. 5, 1952.
5. Biaggi, A. Gelenkige Prothesen und ihre Indi-
 Elbrecht, J.H. kation.
Verlag: Zahnärztl. Welt GmbH.
Konstanz 1951.
6. Biaggi, A. Ästhetische und kosmetische Gesichts-
 Bachmann, D. punkte in Verbindung mit partiellem
Zahnersatz.
DZZ Heft 12, 1953.
7. Elbrecht, A. Systematik der abnehmbaren partiel-
len Prothese.
Verlag: Hermann Meusser, Leipzig,
1937.
8. Elbrecht, H.J. Von der "Systematik der abnehmbaren
partiellen Prothese" zu den "gelen-
kigen Prothesen und ihrer Indikation".
ZW Nr. 5 und 6, 1952.
9. Eisenlohr, H. Über die Verwendung gelenkiger Ver-
ankerungsmittel in der Stahltechnik
unter besonderer Berücksichtigung
des Resilienzgelenkes von A. und D.
Biaggi.
DZZ Heft 15, 1949.

10. Fröhlich, E. Gewebsveränderungen als Folge schleimhautgetragener Prothesen.
DZZ Heft 1, 1952.
11. Geier, W. Die soziale Indikation der partiellen Prothesen.
DZZ Heft 3 und 4, 1949.
Die partielle Prothese in der Alltags- und Sozialpraxis.
ZM Nr. 17, 1952.
12. Gerber, A. Die artikuläre Aufgabe der partiellen Prothese.
DZZ Heft 3 und 4, 1949.
13. Greve, H. Chr. Einführung in die Zahnersatzkunde.
Paschke, H. Verlag Ferd. Enke, Stuttgart, 1932.
14. Hellstern, W. Neuartige Konstruktionen für Freientprothesen.
DZZ Heft 18, 1952.
15. Janke, G. Über festsitzende Gelenkbrücken.
ZR Heft 9, 1953.
16. Jung, F. Die prothetische Behandlung des Lückengebisses unter Berücksichtigung der Münchner Tagungsergebnisse.
ZR Heft 10, 1953.
17. Kantorowicz, A. Zur Statik der partiellen Prothese.
DZZ Heft 3 und 4, 1949.
18. Kennedy, E. Partial denture Konstruktion.
Verlag Dental Items of Interest Publishing, Co., Inc.
Brooklyn, NY 1944.
19. Kirsten, H. Differentialindikation zwischen abnehmbaren und festsitzendem partiellen Zahnersatz.
DZZ Heft 12, 1949.
20. Korkhaus, G. Die Problematik der partiellen Prothese.
DZZ Heft 3 und 4, 1949.

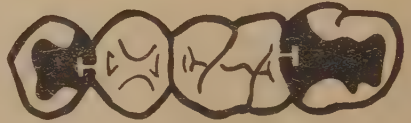
21. Lederer, K. Die Geschichte der Klammer in der prothetischen Zahnheilkunde.
Diss. Erlangen 1949.
22. Lübeck, A. Zur Problematik der gelenkigen Verbindung freidendender Prothesenteile mit dem paradental-insuffizienten Restgebiss.
ZW Nr. 5 und 6, 1952.
23. Müller, B. Probleme der Freidendprothese und ihre Lösung.
DZZ Heft 3 und 4, 1949.
24. Port-Euler Lehrbuch der Zahnheilkunde.
Verlag Bergmann 1951.
25. Rehm, H. Wissenschaftliche Erkenntnisse und klinische Erfahrungen auf dem Gebiete der prothetischen Behandlung des Lückengebisses.
DZZ Heft 3 und 4, 1949.
26. Reichenbach, H. Die Problematik der partiellen Prothese.
DZZ Heft 12, 1953.
27. Schwindling, R. Ein Resilienzgelenk für Privat- und Sozialpraxis.
ZW Nr. 4, 1951.
28. Schech Das Problem der gelenkigen Verbindungen von Prothesen.
Diss. Erlangen 1949.
29. Stadler, O. Konstruktive Planung der Retentionsprothesen.
ZW Nr. 21, 1952.
30. Tylmann, S.D. Theory and Practice of Crown and Bridge Prothesis.
Verlag: The C. V. Mosby Company
St. Louis 1947.

31. Strack, R. Die Problematik der Versorgung des Lückengebisses.
DZZ Heft 17 u. 18, 1952.
DZZ Heft 11 u. 12 u. 13, 1953.
32. Tanzer, G. Fortschritte in der Prothetik.
Verlag Dr. Alfred Hüthig,
Heidelberg 1950.
33. Vogt, H.F. Die Geschichte und Indikation der Geschiebe.
Diss. Erlangen 1930.
34. Wild, W. Statik und Biostatik bei der Konstruktion partieller Prothesen.
DZW Nr. 48, 1933.
Über die planmäßige prothetische Behandlung des Lückengebisses.
DZZ Heft 3 und 4, 1949.
35. Frey-Nyitrai, M. Das Frey-Gelenk, ein Gelenk im Ein-
gußverfahren.
DZZ Heft 13, 1953.

T a f e l 1.

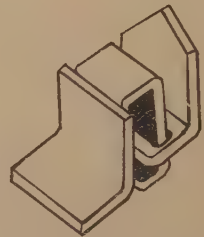
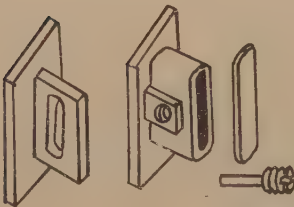


Chayes-Geschiebe Mc Collum - Geschiebe Brown-Geschiebe



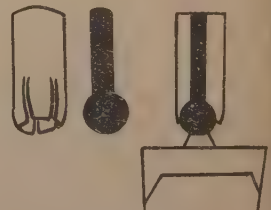
Konkav-Geschiebe nach
Sörensen

Geschiebe von Chayes in situ



Kraftbrecher nach Kerr

Kraftbrecher nach Dresch



Kalottengelenk nach
Rumpel

Kalottengelenk
modifiziert

Teleskop-Gelenk

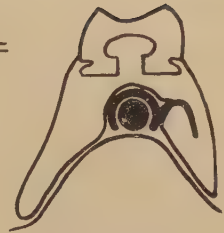
T a f e l 2.



Steckverstei-
fung der Zähne



Gilmore-Reiter



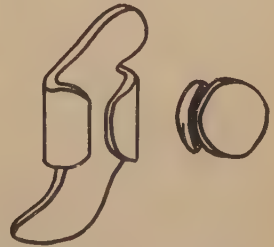
Gilmore-Reiter in
der Prothese



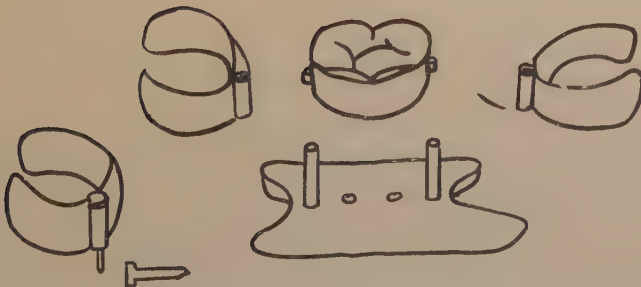
Roach-Kugelge-
schiebe



Roach-Kugel-
geschiebe
eingebaut



Roach-Scheiben-
geschiebe

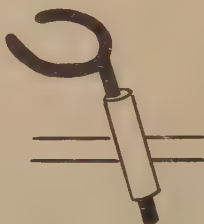


Bewegliche Klammern von Essig (aus Kennedy)

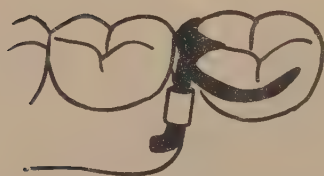
T a f e l 3.



Bewegliche Klammern von Essig.



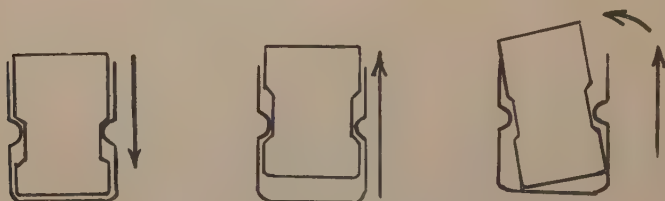
Jackson-Geschiebe-Klammer (aus Kennedy).



Kardangelenk von Bock eingebaut.



Matrize und Patrize
des Gelenkes nach Bock.



Bewegungen des Kardangelenkes.

T a f e l 4.



Fischer - Scharniergelenk



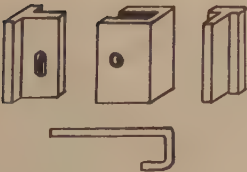
Gelenk eingebaut



Gottlieb'sches
Scharniergelenk



Scharniergelenk nach Conod



Teile des Frey-Gelenkes
vor dem Einschleifen



Teile des Frey-Gelenkes
nach dem Einschleifen

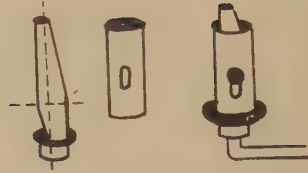


Anbringen des Frey-Gelenkes

T a f e l 5.



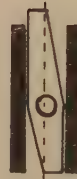
Teile des Steiger
Ax - Ro - Gelenkes
vor dem Einschleifen



Teile des Steiger
Ax - Ro - Gelenkes
nach dem Einschleifen



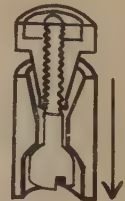
Steigers Ax-Ro-Gelenk
in Ruhelage
transvers. Querschnitt



Steigers Ax-Ro-Gelenk
in Ruhelage
sagitt. Querschnitt



Einzelteile des Codinat Gelenkes



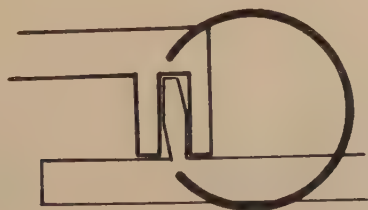
Codinats-Gelenk
zusammengesetzt

T a f e l 6.

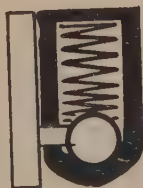


Einzelteile des BMB-Gelenkes
nach Beat Müller

Anbringen des BMB-Gelenkes



BMB-Gelenk schematisch (gez. nach Conod)



Einzelteile des Gelenkes
von Baer

Baer-Gelenk
zusammengesetzt

T a f e l 7.



Einzelteile des Biaggi - Gelenkes

(a) Ansicht der Hohl-Schraube

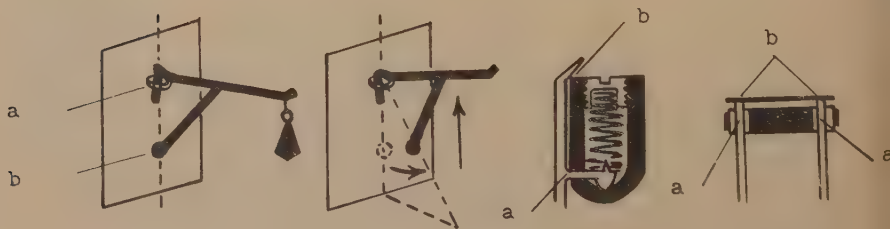
(b) Querschnitt der Hohl-Schraube



Biaggi - Gelenk
zusammengesetzt



Schema der Translationen in
sagittaler und transversaler
Richtung des Biaggi-Gelenkes



Darstellung der Zug- und
Druckanker (nach Beat Müller)

a = Zuganker

b = Druckanker

Zug- und Druckanker bei
Biaggi- und Fischergelenk

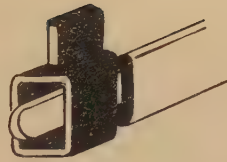
a = Zuganker

b = Druckanker

T a f e l 8.



BMB-Schloss nach
Beat Müller



Gottlieb-Geschiebe modi-
fiziert als Balancegelenk



Bügelraste nach
Biaggi



Modifiziertes Gottlieb-
Geschiebe an Lingualbügel

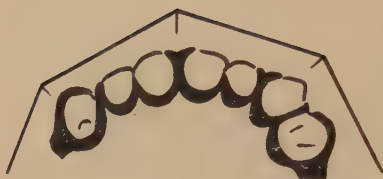


Geteilte Prothesenkon-
struktion nach Stein



Stein'sche geteilte Prothese
eingesetzt

T a f e l 9.



Schienenteil einer doppel-
seitigen Freidendprothese
im Sinne nach A. Elbrecht



Schienenteil einer doppel-
seitigen Freidendprothese
im Sinne nach E. Elbrecht



Festsitzende Schiene von
zusammenverlöteten Halb-
kronen, die an ihrer Rück-
flächenfläche als Geschiebe-
matrize ausgearbeitet ist.



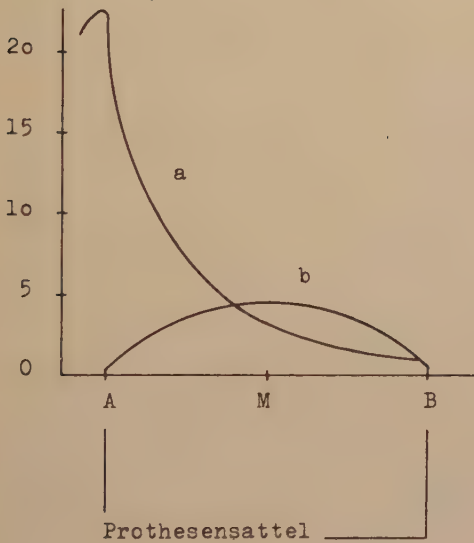
Rillen-Schulter-Stift-
Geschiebe die der fest-
sitzenden Schiene von
zusammenverlöteten Halb-
kronen aufgesetzt wird.



Doppelseitige Freidendprothese mit Biaggi-Gelenken.
Das Restgebiss ist durch verlötete Halbkronen mit
Rillen-Schulter-Stift-Geschiebe zusammengefasst.

T a f e l 10.

kg/cm²



Kurve der Tragfähigkeit eines Prothesensattels an verschiedenen Stellen (nach Conod).

a = einseitig starr abgestützter Freiendprothesensattel
b = frei beweglicher

A = Anfang
B = Ende des Prothesensattels
M = Mitte

Lebenslauf.

Jerry Jurandowski, geb. 23.4.1923 zu Gostyn in Polen.
Von 1935 - 1939 Gymnasium in Gostyn und Kielce. 1945 - 1947
polnisches humanistisches Gymnasium Grafenachau und Ingel-
stadt. Abitur Ingolstadt 2.7.1947. Ab Wintersemester 1947/48
Studium der Medizin an der Universität Erlangen, ab Winter-
semester 1948/49 Zahnheilkunde.

Approbation am 28.2.1953.

Ab 1953 als Zahnarzt im In- und Ausland tätig.



